

DERWENT-ACC-NO: 2001-229108

DERWENT-WEEK: 200124

COPYRIGHT 1999 DERWENT INFORMATION LTD

TITLE: Beam radiation depth controlling mechanism for cancer treating apparatus, has range shifter to attenuate energy of beam from collimator that defines beam range, to change depth of radiation on affected region

PATENT-ASSIGNEE: TOSHIBA KK[TOKE]

PRIORITY-DATA: 1999JP-0180015 (June 25, 1999)

PATENT-FAMILY:

PUB-NO	PUB-DATE	LANGUAGE	PAGES	MAIN-IPC
JP 2001000562 A	January 9, 2001	N/A	008	A61N 005/10

APPLICATION-DATA:

PUB-NO	APPL-DESCRIPTOR	APPL-NO	APPL-DATE
JP2001000562A	N/A	1999JP-0180015	June 25, 1999

INT-CL (IPC): A61N005/10, G21K005/04 , H05H009/00

ABSTRACTED-PUB-NO: JP2001000562A

BASIC-ABSTRACT:

NOVELTY - The mechanism comprises a collimator (4) arranged between range shifter (3) and deflection electromagnet (2). The electromagnet deflects the track of charged particle beam (1) and the collimator specifies the range of the beam on a flat surface. The range shifter attenuates the energy of charged particle to change the depth of radiation on affected region.

USE - For cancer treating apparatus.

ADVANTAGE - Damage of tissues adjoining the affected region is prevented, as the depth of radiation falling on affected region is controlled.

DESCRIPTION OF DRAWING(S) - The figure shows the cancer treatment apparatus.

Charged particle beam 1

Deflection electromagnet 2

Rang shift r3

C llimat r4

CHOSEN-DRAWING: Dwg.1/9

**TITLE-TERMS: BEAM RADIATE DEPTH CONTROL MECHANISM CANCER TREAT
APPARATUS RANGE**

**SHIFT ATTENUATE ENERGY BEAM COLLIMATE DEFINE BEAM RANGE CHANGE
DEPTH RADIATE AFFECT REGION**

DERWENT-CLASS: K08 P34 S05 V05 X14

CPI-CODES: K08-C; K09-B;

EPI-CODES: S05-A03X; V05-M04; X14-G01;

SECONDARY-ACC-NO:

CPI Secondary Accession Numbers: C2001-068703

Non-CPI Secondary Accession Numbers: N2001-163089

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2001-000562

(43)Date of publication of application : 09.01.2001

(51)Int.Cl.

A61N 5/10
G21K 5/04
H05H 9/00

(21)Application number : 11-180015

(71)Applicant : TOSHIBA CORP

(22)Date of filing : 25.06.1999

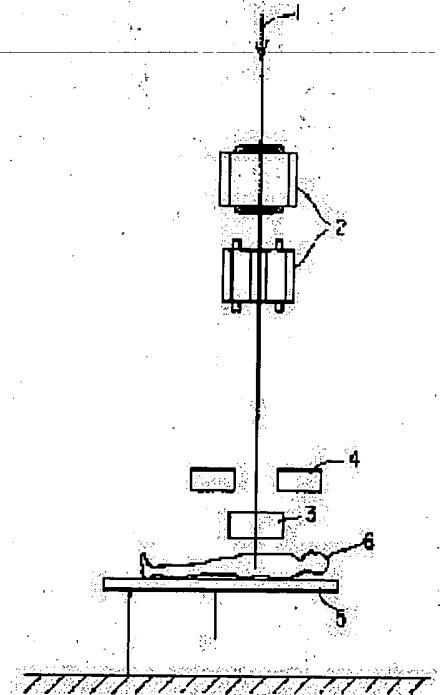
(72)Inventor : SUKENOBU SATORU
HIROSE KINZO
SATO KOSUKE
HANAWA KATSUSHI

(54) MEDICAL TREATMENT DEVICE

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide a medical treatment device with which the change of a beam size is reduced and the occurrence of a radiation injury is prevented on normal tissue.

SOLUTION: The medical treatment device is the one for radiating charged particles onto a lesion to execute a medical treatment. The device is provided with a deflection electromagnet 2 for deflecting the orbit of a charged particles ray which is taken out from an accelerator for generating the charged particles, a collimator 4 which is arranged on the orbit of the ray to stipulate the range of the particles on a plane being vertical with respect to the orbit and a range shifter 3 for attenuating the energy of the particles and changing radiation depth in the lesion. The deflection electromagnet 2, the collimator 4 and the range shifter 3 are arranged in this order from the accelerator toward the lesion.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

* NOTICES *

Japan Patent Office is not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. **** shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

CLAIMS

[Claim(s)]

[Claim 1] The deviation electromagnet which deflects the orbit of the charged-particle line taken out from the accelerator made to generate said charged particle in the therapeutic device which treats by irradiating a charged particle at the affected part, The collimator which is arranged on the orbit of said charged-particle line, and specifies the range of said charged particle in a perpendicular flat surface to the orbit, The therapeutic device characterized by having provided the range shifter to which the energy of said charged particle is attenuated and the exposure depth of said affected part is changed, and having arranged toward said affected part in order of said deviation electromagnet, said collimator, and said range shifter from said accelerator.

[Claim 2] The therapeutic device according to claim 1 characterized by having arranged the ridge filter to which the width of face of the depth direction of a Bragg peak is expanded between said collimators and said range shifters.

[Claim 3] The therapeutic device according to claim 2 characterized by said ridge filter and said range shifter being movable to a beam orbital direction.

[Claim 4] The therapeutic device according to claim 1 to 3 characterized by adjusting the exposure depth of said charged particle by changing the outgoing radiation energy of said accelerator.

[Claim 5] The therapeutic device according to claim 2 or 3 characterized by expanding the width of face of the depth direction of said Bragg peak by adding a modulation to the outgoing radiation energy of said accelerator.

[Claim 6] The therapeutic device according to claim 1 to 5 characterized by having arranged the vacuous beam duct in the charged-particle deviation section of said deviation electromagnet, and using plastics for said beam duct.

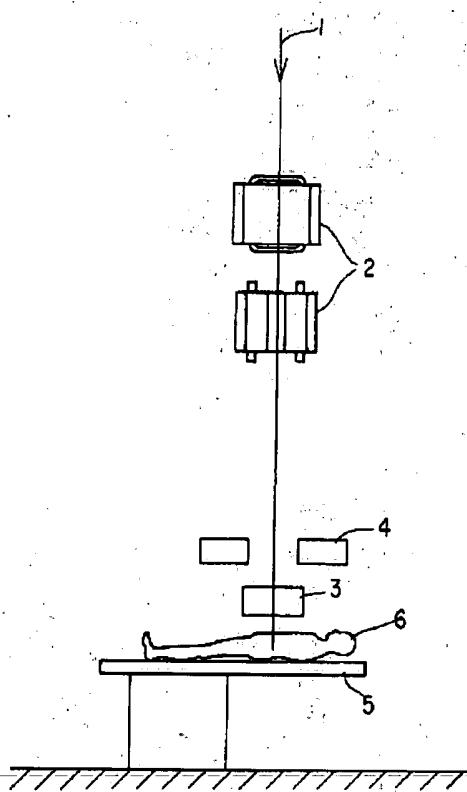
[Claim 7] The therapeutic device according to claim 1 to 6 characterized by having arranged the movable beam collimator to the beam travelling direction upstream to said deviation electromagnet.

[Claim 8] The therapeutic device according to claim 1 to 7 characterized by having fixed bolus to the patient fastener and making disposition possible.

[Claim 9] The therapeutic device according to claim 1 to 8 characterized by passing the exciting current which has arranged said deviation electromagnet of a pair, and made the sine wave the exciting current impressed to said each deviation electromagnet, and shifted the phase to said each deviation electromagnet 90 degrees.

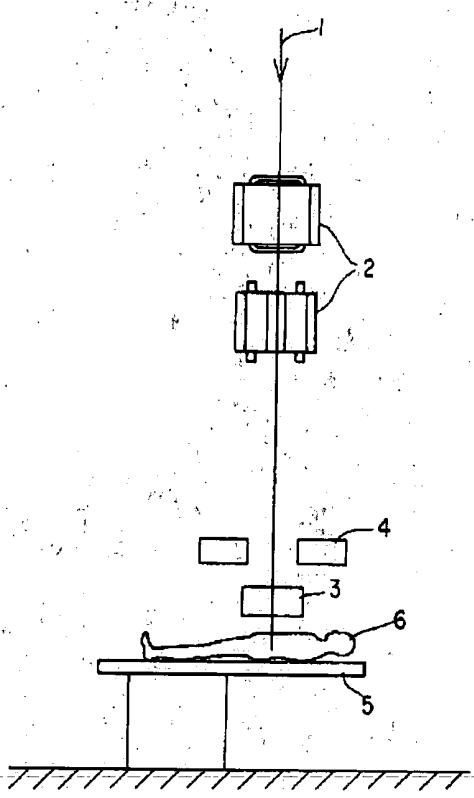
[Translation done.]

Drawing selection [Representative drawing 



[Translation done.]

Drawing selection Representative drawing



[Translation done.]

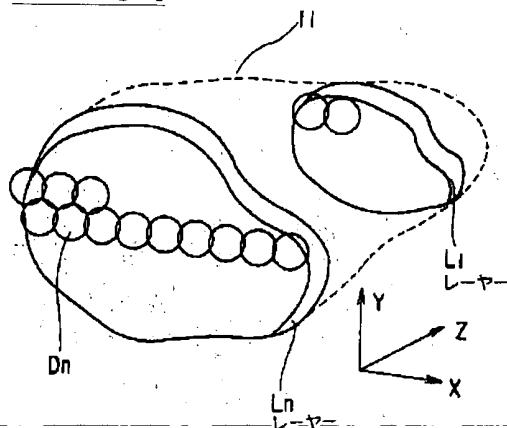
* NOTICES *

Japan Patent Office is not responsible for any damages caused by the use of this translation.

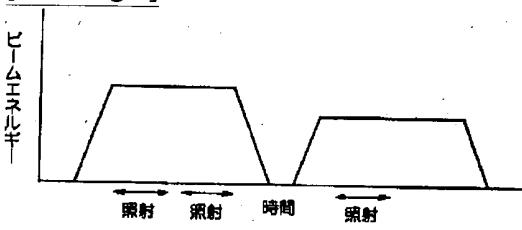
1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. **** shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

DRAWINGS

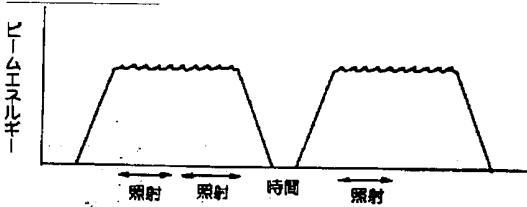
[Drawing 2]



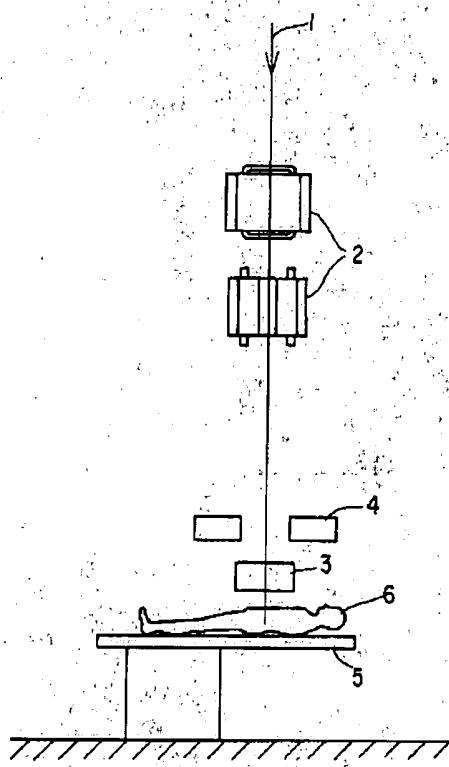
[Drawing 4]



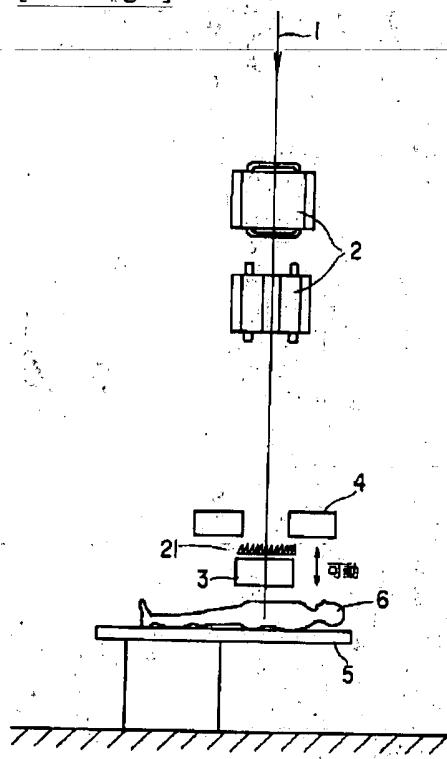
[Drawing 5]



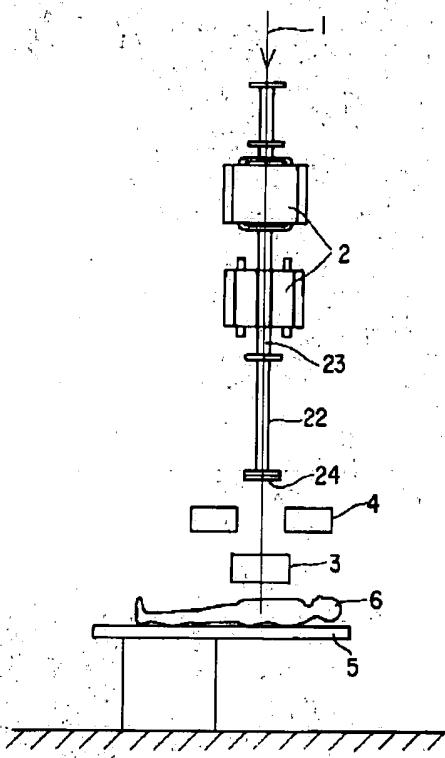
[Drawing 1]



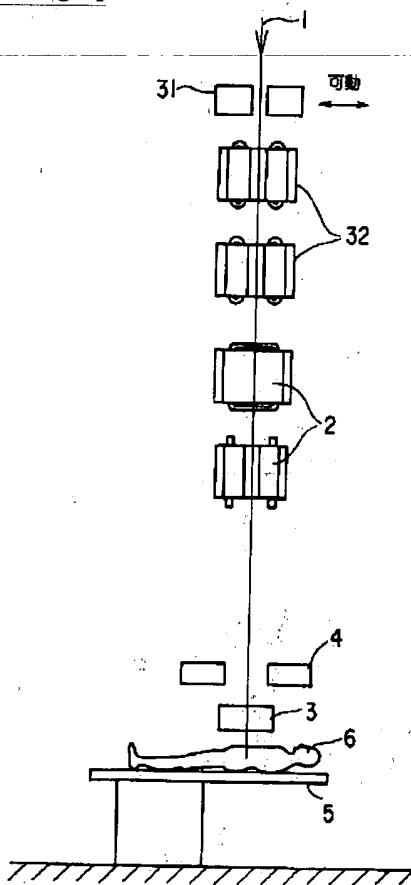
[Drawing 3]



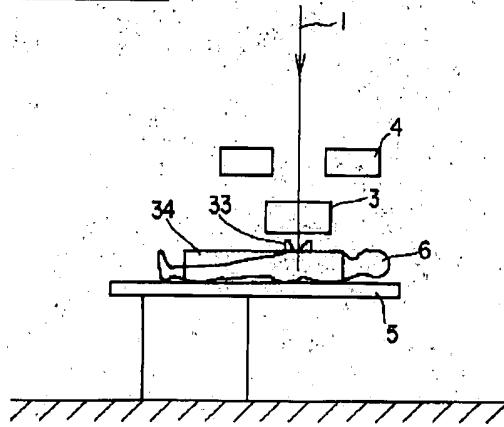
[Drawing 6]



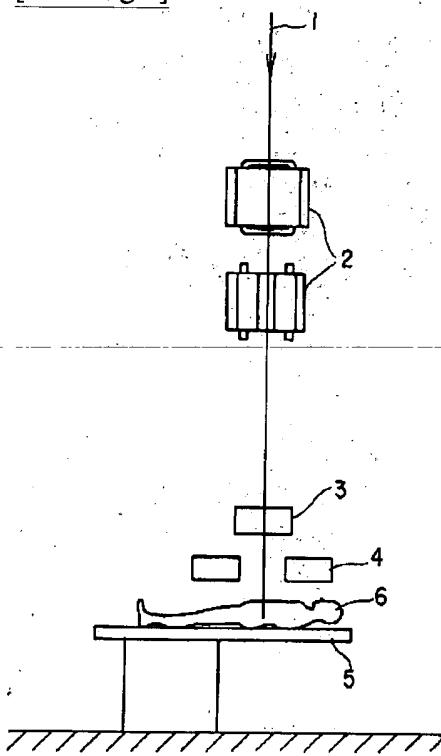
[Drawing 7]



[Drawing 8]



[Drawing 9]



[Translation done.]

* NOTICES *

Japan Patent Office is not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
- 2.**** shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

DETAILED DESCRIPTION

[Detailed Description of the Invention]

[0001]

[Field of the Invention] This invention relates to the therapeutic device using the charged-particle line with which irradiates the cancer affected part and a therapy is presented, concerning the therapeutic device which used the charged-particle line of high energy.

[0002]

[Description of the Prior Art] Under the therapy of the cancer by the radiation, irradiating the beam of the charged particle (ion, such as hydrogen, helium, and carbon) of the high energy accelerated with the accelerator is performed. [0003] Drawing 9 is drawing showing the outline configuration of the therapeutic device of cancer using the charged-particle line concerning the conventional example. The charged-particle line 1, the deviation electromagnet 2, the range shifter 3, and a collimator 4 are arranged, and the therapeutic device shown by drawing 9 is making the configuration which irradiates the charged-particle line 1 at a patient's 6 affected part fixed to the dental chair 5. In addition, the deviation electromagnet 2 deflects the orbit of the charged-particle line (charged particle beam) taken out from the accelerator which is made to generate a charged particle, and which is not illustrated, and a collimator 4 is arranged on the orbit of said charged-particle line, the range of said charged particle in a perpendicular flat surface is specified to the orbit, and the range shifter 3 attenuates the energy of said charged particle, and changes the exposure depth of the affected part.

[0004] Usually, since it is large compared with the size of the beam of the charged-particle line 1, in order to irradiate uniformly to the affected part, the magnitude of the affected part extends the size of the beam of the charged-particle line 1, or scans a narrow beam in the perpendicular direction to a beam shaft, and the approach of carrying out the distributed exposure of the beam according to the magnitude of the affected part is performed.

[0005] The approach of scanning a beam in the perpendicular direction and irradiating it in it to a beam shaft, is also called the pixel scan irradiating method or the raster scan irradiating method. By this approach, when setting a Y-axis as a direction perpendicular to the X-axis, a beam shaft, and the X-axis for a direction perpendicular to a beam shaft, according to the dimension of the affected part, determine two or more exposure locations, X shaft orientations and Y shaft orientations are made to deflect a beam using the deviation electromagnet 2, and it irradiates by scanning a narrow beam according to an affected part configuration.

[0006] Moreover, in the shaft orientations of the affected part, since the large field of the effect of damage by the exposure of the charged-particle line 1 is restricted to the thin field near the halt location of the charged-particle line 1 called a Bragg peak, after performing the exposure to a perpendicular flat surface to the above-mentioned beam shaft, the beam energy for which the range shifter 3 is used and which is irradiated by the patient 6 is changed. And move a Bragg peak to shaft orientations, X shaft orientations and Y shaft orientations are made to deflect a beam again, and an exposure into an affected part field is repeated.

[0007]

[Problem(s) to be Solved by the Invention] However, in order to perform depth control of beam shaft orientations in the therapeutic device using the conventional charged-particle line in an exposure which was mentioned above, when the range shifter 3 is placed and used into a beam shaft, the emittance of a beam increases by dispersion of the charged-particle line 1 by the component of the range shifter 3, the size of the beam irradiated at the affected part becomes large, and there is a problem that the radiation damage to the normal tissue which adjoins the affected part occurs.

[0008] The purpose of this invention lessens change of beam size, and is to offer the therapeutic device which prevents generating of the radiation damage to normal tissue.

[0009]

[Means for Solving the Problem] In order to solve the above-mentioned technical problem and to attain the purpose, the therapeutic device of this invention is constituted as the following.

[0010] (1) In the therapeutic device which treats by the therapeutic device of this invention irradiating a charged particle at the affected part The deviation electromagnet which deflects the orbit of the charged-particle line taken out from the accelerator made to generate said charged particle, The collimator which is arranged on the orbit of said charged-particle line, and specifies the range of said charged particle in a perpendicular flat surface to the orbit, It had the range shifter to which the energy of said charged particle is attenuated and the exposure depth of said affected part is changed, and arranges toward said affected part in order of said deviation electromagnet, said collimator, and said range shifter from said accelerator.

[0011] (2) The therapeutic device of this invention is equipment given in the above (1), and arranges the ridge filter to which the width of face of the depth direction of a Bragg peak is expanded between said collimators and said range shifters.

[0012] (3) The therapeutic device of this invention is equipment given in the above (2), and said ridge filter and said range shifter are movable to a beam orbital direction.

[0013] (4) The therapeutic device of this invention is equipment the above (1) thru/or given in either of (3), and the therapeutic device of (5) this inventions which adjust the exposure depth of said charged particle by changing the outgoing radiation energy of said accelerator is equipment the above (2) or given in (3), and expand the width of face of the depth direction of said Bragg peak by adding a modulation to the outgoing radiation energy of said accelerator.

[0014] (6) The therapeutic device of this invention is equipment the above (1) thru/or given in either of (5), arranges a vacuous beam duct in the charged-particle deviation section of said deviation electromagnet, and uses plastics for said beam duct.

[0015] (7) The therapeutic device of this invention is equipment the above (1) thru/or given in either of (6), and arranges the movable beam collimator to the beam travelling direction upstream to said deviation electromagnet.

[0016] (8) The therapeutic device of this invention is equipment the above (1) thru/or given in either of (7), and fixes bolus to a patient fastener and makes disposition possible.

[0017] (9) The therapeutic device of this invention passes the exciting current which is equipment the above (1) thru/or given in either of (8), and has arranged said deviation electromagnet of a pair, and made the sine wave the exciting current impressed to said each deviation electromagnet, and shifted the phase to said each deviation electromagnet 90 degrees.

[0018] As a result of providing the above-mentioned means, the respectively following operations are done so.

[0019] (1) Since according to the therapeutic device of this invention distance of said range shifter and said affected part can be shortened even if the range shifter used as the scatterer to a charged-particle line can be arranged near the affected part, said charged-particle lines are scattered about by said range shifter and a beam emits, the beam size in said affected part is small maintainable.

[0020] (2) Since distance of the affected part and said ridge filter can be shortened even if there is dispersion of a charged-particle line with said ridge filter by arranging said ridge filter between a collimator and a range shifter when a ridge filter is used according to the therapeutic device of this invention, in order to expand the width of face of the depth direction with a very sharp peak of a Bragg peak, the beam size of said charged-particle line is small maintainable.

[0021] (3) According to the therapeutic device of this invention, a range shifter and a ridge shifter will be arranged near the affected part, but By making said ridge filter and said range shifter movable to a beam orbital direction in the case of exposure positioning of the patient who rode on getting on and off or said dental chair of the patient to a dental chair It can separate from a patient to beam shaft orientations, and exposure positioning can be performed so that a patient or a dental chair, and said range shifter may not contact. Said range shifter which is scatterer, and said ridge filter can be brought close to the affected part by making said ridge filter and said range shifter approach a patient before the exposure of a charged-particle line. It enables this to maintain the beam size of the charged-particle line to irradiate small.

[0022] (4) According to the therapeutic device of this invention, what is necessary will just be to adjust the exposure

depth of a charged particle and to prepare the thin range shifter for tuning the exposure location of the depth direction finely as a range shifter used as the scattering source of a charged-particle line by changing the outgoing radiation energy of an accelerator instead of a range shifter. The exposure depth can be controlled, without this using a thick range shifter, and effect of dispersion by the range shifter is made small, and it becomes possible to maintain the beam size of a charged-particle line small.

[0023] (5) According to the therapeutic device of this invention, by adding a modulation to the outgoing radiation energy of an accelerator instead of a ridge filter, distribution of the energy of a charged particle can be enlarged, the ridge filter which serves as scatterer on a beam orbit by expanding the width of face of the depth direction of a Bragg peak can be lost, and it becomes possible to maintain small the beam size of the charged-particle line which irradiates the affected part.

[0024] (6) By the ability bringing the location of the beam ejection aperture which is needed in case the charged particle which could abolish dispersion with a charged-particle line and air, and was taken out from the accelerator is irradiated at a patient according to the therapeutic device of this invention close to a patient, the effect of dispersion of the charged-particle line by said beam ejection aperture can be reduced, and it becomes possible to maintain small the beam size of the charged-particle line which irradiates the affected part.

[0025] (7) According to the therapeutic device of this invention, by having arranged the movable beam collimator for the beam travelling direction upstream of a deviation electromagnet, adjust the beam size of a charged-particle line with said beam collimator, and it becomes possible to maintain small the exposure beam size of the charged-particle line which performs the exposure in the periphery of the affected part.

[0026] (8) According to the therapeutic device of this invention, it becomes possible to be able to make distance of said bolus and affected part very small, and to maintain the exposure beam size of a charged-particle line small in the case of the therapy using bolus.

[0027] (9) According to the therapeutic device of this invention, the damage to the normal tissue near the affected part can be reduced by using the method of irradiating of the both sides of it being able to be adapted in the WABURA irradiating method, carrying out the uniform exposure of the interior of the affected part by the WABURA irradiating method further, and carrying out the pixel exposure only of the periphery of the affected part.

[0028]

[Embodiment of the Invention] Hereafter, the gestalt of operation of this invention is explained based on a drawing.

[0029] (Gestalt of the 1st operation) Drawing 1 is drawing showing the outline configuration of the therapeutic device using the charged-particle line concerning the gestalt of operation of the 1st of this invention. In addition, in drawing 1, a same sign is given to the same part as drawing 9, and explanation is omitted.

[0030] As shown in drawing 1, in this therapeutic device, the deviation electromagnet 2, the collimator 4, and the range shifter 3 are arranged in order toward the travelling direction of the charged-particle line 1. The thin charged particle beam drawn from the accelerator which is not illustrated as actuation of this therapeutic device using a charged-particle line is deflected at the include angle beforehand decided according to two or more exposure locations doubled with the configuration of a patient's 6 cancer affected part with the deviation electromagnet 2. During the exposure of the charged particle in two or more exposure locations, the exciting current to at least one deviation electromagnet 2 is set constant, and the exposure decided beforehand is irradiated. Moreover, the exposure location of the depth direction is changed using the range shifter 3, and an exposure is repeated.

[0031] Drawing 2 is drawing showing the example of the exposure to the affected part. The dotted line of drawing 2 shows the periphery of the affected part 11, and a Z direction is a travelling direction of the beam of the charged-particle line 1. In the exposure of the charged-particle line 1, since it has the Bragg peak which has a very sharp peak in the exposure depth direction, in the depth direction of the affected part 11, damage on a cell takes place to the thickness of Ln layer shown in drawing 2 intensively. Moreover, since the charged-particle line 1 is usually a narrow beam compared with the affected part 11, it serves as magnitude of the beam shown by Dn of drawing 2. In order to do damage by the charged-particle line 1 to the affected part 11 whole, while irradiating a charged particle according to two or more exposure locations within Ln layer, it is necessary to irradiate two or more layers also in the depth direction further. A charged-particle orbit is changed into modification of the exposure location within Ln layer using the deviation electromagnet 2. Moreover, in order to change the layer to irradiate, the range shifter 3 is used.

[0032] When scatterers, such as the range shifter 3, are in the path of the beam of the charged particle in the therapeutic device using a charged-particle line, and the magnitude of a beam tends to become large and tends to irradiate the

inside of the affected part 11 by dispersion at homogeneity, the part of the beam of the charged-particle line 1 which separates from the affected part 11 will increase, and the damage to normal tissues other than affected part 11 will be caused.

[0033] However, in this therapeutic device, the range shifter 3 which serves as scatterer to a charged particle beam by having arranged the deviation electromagnet 2, the collimator 4, and the range shifter 3 in this order can be arranged near the affected part, and since the charged-particle lines 1 are scattered about by the range shifter 3 and the distance of the range shifter 3 and the affected part 11 becomes short, flight distance of the beam from scatterer to the affected part 11 can be shortened. Thereby, the beam size of the charged-particle line 1 in the affected part 11 can be maintained small, and the damage to normal tissues other than affected part 11 can be reduced.

[0034] (Gestalt of the 2nd operation) Drawing 3 is drawing showing the outline configuration of the therapeutic device using the charged-particle line concerning the gestalt of operation of the 2nd of this invention. In addition, in drawing 3, the same sign is given to the same part as drawing 1.

[0035] As shown in drawing 3, in this therapeutic device, the collimator 4 shown in drawing 1 and the ridge filter 21 to which the width of face of the depth direction of a Bragg peak is expanded between the range shifters 3 are arranged. Since the Bragg peak of the charged-particle line 1 is very sharp, when not using a ridge filter 21, the thickness of the layer shown in drawing 2 will become very thin, and its count of modification of the exposure layer using the range shifter 3 will increase very much.

[0036] For this reason, the count of modification of the range shifter 3 can be reduced by controlling the thickness of an exposure layer using a ridge filter 21. However, it is created with the aluminum which makes a triangular configuration, and that a ridge filter 21 has a stair-like cross section or when the charged-particle line 1 passes a ridge filter 21, the size of the beam of the charged-particle line 1 becomes large by dispersion.

[0037] In this therapeutic device, by having arranged the ridge filter 21 between a collimator 4 and the range shifter 3, distance of a ridge filter 21 and the affected part 11 can be made small, and flight distance of the beam from scatterer to the affected part 11 can be shortened. Thereby, the beam size of the charged-particle line 1 in the affected part 11 can be maintained small, and the damage to normal tissues other than affected part 11 can be reduced.

[0038] (Gestalt of the 3rd operation) The outline configuration of the therapeutic device using the charged-particle line concerning the gestalt of operation of the 3rd of this invention is the same as that of what was shown in drawing 3, and a ridge filter 21 and its range shifter 3 are still more nearly movable to a beam orbital direction.

[0039] In the therapeutic device using the charged-particle line of a configuration of having been shown in the gestalt of the 1st and the 2nd operation, the range shifter 3 and a ridge filter 21 will be arranged near the affected part. So, by making movable a ridge filter 21 and the range shifter 3 at a beam orbital direction, in the case of getting on and off of the patient 6 to a dental chair 5, or exposure positioning to the patient 6 who rode on the dental chair 5, it can separate from a patient 6 to beam shaft orientations so that a patient 6 or a dental chair 5, and the range shifter 3 may not contact, and exposure positioning can be performed in this therapeutic device.

[0040] And by making a ridge filter 21 and the range shifter 3 approach a patient 6 before the exposure of the charged-particle line 1, the range shifter 3 and ridge filter 21 which are scatterer can be brought close to the affected part, and it becomes possible to maintain the beam size of the charged-particle line 1 small in the case of the exposure to the affected part.

[0041] (Gestalt of the 4th operation) Drawing 4 is drawing having shown the change of the beam energy of an accelerator and an example of the extraction time amount of a beam in the therapeutic device using the charged-particle line concerning the gestalt of operation of the 4th of this invention which are not illustrated.

[0042] What is necessary will just be to prepare the thin range shifter 3 for tuning the exposure location of the depth direction finely by adjusting the exposure depth of a charged particle by changing the outgoing radiation energy of the beam in an accelerator as a range shifter 3 used as the scattering source of the charged-particle line 1, as shown in drawing 4.

[0043] The exposure depth can be controlled, without this using the thick range shifter 3, and effect of dispersion by the range shifter 3 is made small, and it becomes possible to maintain the beam size of the charged-particle line 1 small.

[0044] (Gestalt of the 5th operation) Drawing 5 is drawing having shown modulation actuation of the beam energy of the synchrotron as an accelerator in the therapeutic device using the charged-particle line concerning the gestalt of operation of the 5th of this invention which is not illustrated, and an example of the extraction time amount of a beam.

[0045] The modulation of the outgoing radiation energy of the beam in a synchrotron is performed by interlocking the excitation energy to the modification electromagnet of a synchrotron, and the *** frequency of a mold cavity. In order to extend the Bragg peak of the charged-particle line 1, it is required for the energy of an exposure beam to add a modulation.

[0046] When a ridge filter 21 is used, the size of a beam increases by the component of a ridge filter 21, and dispersion. Then, by adding a modulation in the shape of a saw as an example, as shown in drawing 5 to the energy of the beam which irradiates each irradiating point shown in drawing 2, distribution of the energy of a charged particle is enlarged and the width of face of the depth direction of a Bragg peak is expanded. It becomes possible to maintain small the beam size of the charged-particle line 1 which can lose the ridge filter 21 used as the scatterer on a beam orbit by this, and irradiates the affected part.

[0047] (Gestalt of the 6th operation) Drawing 6 is drawing showing the outline configuration of the therapeutic device using the charged-particle line concerning the gestalt of operation of the 6th of this invention. In addition, in drawing 6, the same sign is given to the same part as drawing 1.

[0048] As shown in drawing 6, in this therapeutic device, the beam duct 23 which becomes the charged-particle deviation section of the deviation electromagnet 2 from the vacuous beam duct 22 and plastics is arranged. By having arranged the vacuous beam duct 22 in the charged-particle deviation section of the deviation electromagnet 2, and having used the beam duct 23 of plastics, while the charged-particle line 1 flies, dispersion with air can be abolished.

[0049] Moreover, by the ability bringing the location of the beam ejection aperture 24 which is needed in case the charged particle taken out from the accelerator which is not illustrated is irradiated at a patient 6 close to a patient 6, the effect of dispersion of the charged-particle line 1 by the beam ejection aperture 24 can be reduced, and it becomes possible to maintain small the beam size of the charged-particle line 1 which irradiates the affected part.

[0050] (Gestalt of the 7th operation) Drawing 7 is drawing showing the outline configuration of the therapeutic device using the charged-particle line concerning the gestalt of operation of the 7th of this invention. In addition, in drawing 7, the same sign is given to the same part as drawing 1.

[0051] As shown in drawing 7, in this therapeutic device, the movable beam collimator 31 and the convergence electromagnet 32 are newly arranged in the style of [of the deviation electromagnet 2] the improvement in the method of beam advance. By having arranged the movable beam collimator 31 for the beam travelling direction upstream of the deviation electromagnet 2, the beam size of the charged-particle line 1 is adjusted with the beam collimator 31, and it becomes possible to maintain small the exposure beam size of the charged-particle line 1 in the exposure of the charged-particle line 1 to the affected part, especially the exposure to the periphery of the affected part.

[0052] Furthermore, as shown in drawing 7, the beam which emits from the beam collimator 31 by arranging the convergence electromagnet 32 between the beam collimator 31 and the deviation electromagnet 2 can be extracted to the exposure location of the affected part using the convergence electromagnet 32, and it becomes possible to maintain small the exposure beam size of the charged-particle line 1 in the exposure of the charged-particle line 1 to the affected part, especially the exposure to the periphery of the affected part.

[0053] (Gestalt of the 8th operation) Drawing 8 is drawing showing the outline configuration of the therapeutic device using the charged-particle line concerning the gestalt of operation of the 8th of this invention. In addition, in drawing 8, the same sign is given to the same part as drawing 1.

[0054] As shown in drawing 8, in this therapeutic device, it fixed to the patient fastener 34 and the patient collimator which makes a different configuration for every patient called bolus 33 is arranged. By fixing to the patient fastener 34 and being able to arrange bolus 33, it becomes possible to be able to make distance of bolus 33 and the affected part very small, and to maintain small the exposure beam size of the charged-particle line 1 in the case of the therapy using bolus 33.

[0055] (Gestalt of the 9th operation) The therapeutic device using the charged-particle line concerning the gestalt of operation of the 9th of this invention passes the exciting current which has arranged the deviation electromagnet 2 of a pair, and made the sine wave the exciting current impressed to each deviation electromagnet 2, and shifted the phase to each deviation electromagnet 2 90 degrees in the therapeutic device shown in drawing 1.

[0056] The damage to the normal tissue near the affected part can be reduced by it being able to be adapted in the WABURA irradiating method by this, even if it is the configuration of the irradiation equipment shown in the gestalt of the 1st operation, and irradiating the interior of the affected part uniformly by the WABURA irradiating method further, and using the method of irradiating of the both sides of carrying out the pixel exposure only of the periphery of

the affected part.

[0057] In addition, this invention is not limited only to the gestalt of each above-mentioned implementation, but in the range which does not change a summary, deforms timely and can be carried out.

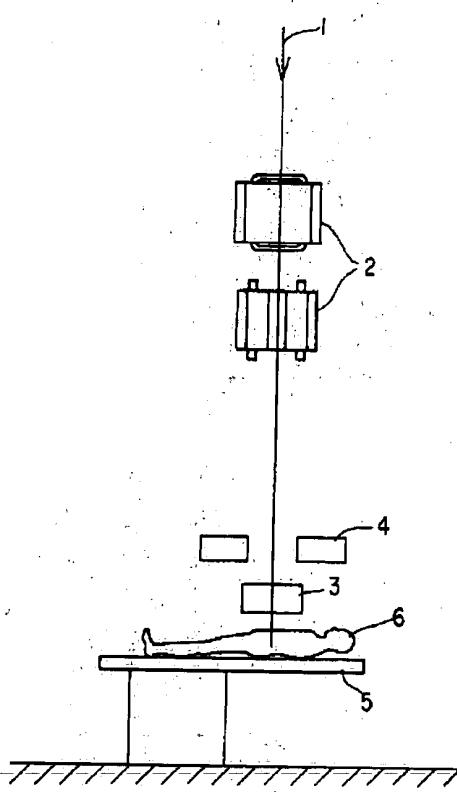
[0058]

[Effect of the Invention] In order to perform depth control of beam shaft orientations, when a range shifter is used according to the therapeutic device of this invention, the emittance of a beam increases by dispersion by this range shifter, and the problem that the size of the beam irradiated at the affected part becomes large, and the radiation damage to the normal tissue which adjoins the affected part occurs can be solved.

[0059] That is, even when pixel scan or exposure control of the depth direction using the raster scan irradiating method is performed, change of beam size can be lessened compared with the former, and too much radiation damage to normal tissue can be prevented.

[Translation done.]

Drawing selection [Representative drawing 



[Translation done.]

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2001-562

(P2001-562A)

(43)公開日 平成13年1月9日(2001.1.9)

(51)Int.Cl.

A 61 N 5/10

G 21 K 5/04

H 05 H 9/00

識別記号

F I

マークド(参考)

A 61 N 5/10

2 G 08 5

G 21 K 5/04

A 4 C 08 2

H 05 H 9/00

A

審査請求 未請求 請求項の数9 O L (全8頁)

(21)出願番号

特願平11-180015

(22)出願日

平成11年6月25日(1999.6.25)

(71)出願人 000003078

株式会社東芝

神奈川県川崎市幸区堀川町72番地

(72)発明者 祐延 倍

神奈川県横浜市鶴見区末広町2丁目4番地

株式会社東芝京浜事業所内

(72)発明者 広瀬 金三

神奈川県横浜市鶴見区末広町2丁目4番地

株式会社東芝京浜事業所内

(74)代理人 100058479

弁理士 鈴江 武彦 (外6名)

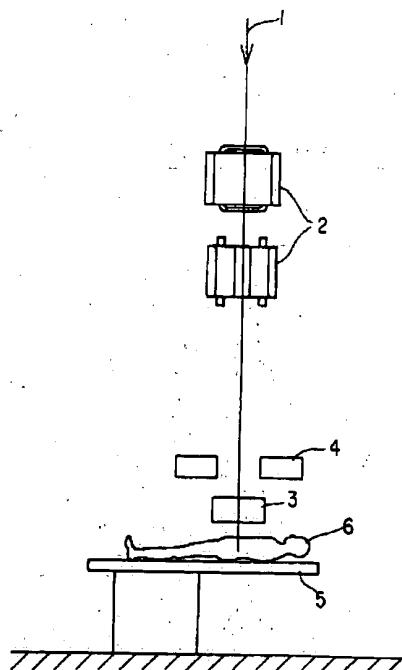
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 治療装置

(57)【要約】

【課題】ビームサイズの変化を少なくし、正常組織への照射損傷の発生を防ぐ治療装置を提供すること。

【解決手段】荷電粒子を患部に照射して治療を行なう治療装置において、前記荷電粒子を発生させる加速器から取り出した荷電粒子線の軌道を偏向させる偏向電磁石2と、前記荷電粒子線の軌道上に配置され、その軌道に対して垂直な平面における前記荷電粒子の範囲を規定するコリメータ4と、前記荷電粒子のエネルギーを減衰させて前記患部の照射深さを変化させるレンジシフタ3と、を具備し、前記加速器から前記患部に向かって、前記偏向電磁石2、前記コリメータ4、前記レンジシフタ3の順に配置した。



1

【特許請求の範囲】

【請求項1】荷電粒子を患部に照射して治療を行なう治療装置において、

前記荷電粒子を発生させる加速器から取り出した荷電粒子線の軌道を偏向させる偏向電磁石と、

前記荷電粒子線の軌道上に配置され、その軌道に対して垂直な平面における前記荷電粒子の範囲を規定するコリメータと、

前記荷電粒子のエネルギーを減衰させて前記患部の照射深さを変化させるレンジシフタと、を具備し、

前記加速器から前記患部に向かって、前記偏向電磁石、前記コリメータ、前記レンジシフタの順に配置したこととを特徴とする治療装置。

【請求項2】前記コリメータと前記レンジシフタの間に、プラグピークの深さ方向の幅を拡大するリッジフィルタを配置したことを特徴とする請求項1に記載の治療装置。

【請求項3】前記リッジフィルタ及び前記レンジシフタがビーム軌道方向に可動であることを特徴とする請求項2に記載の治療装置。

【請求項4】前記加速器の出射エネルギーを変えることにより前記荷電粒子の照射深さを調節することを特徴とする請求項1乃至3のいずれかに記載の治療装置。

【請求項5】前記加速器の出射エネルギーに変調を加えることにより前記プラグピークの深さ方向の幅を拡大することを特徴とする請求項2または3に記載の治療装置。

【請求項6】前記偏向電磁石の荷電粒子偏向部に真空のビームダクトを配置し、かつ前記ビームダクトにプラスチックを用いたことを特徴とする請求項1乃至5のいずれかに記載の治療装置。

【請求項7】前記偏向電磁石に対してビーム進行方向上流側に可動のビームコリメータを配置したことを特徴とする請求項1乃至6のいずれかに記載の治療装置。

【請求項8】ボーラスを患者固定具に固定して配備可能としたことを特徴とする請求項1乃至7のいずれかに記載の治療装置。

【請求項9】一対の前記偏向電磁石を配置し、前記各偏向電磁石に印加する励磁電流を正弦波とし、かつ前記各偏向電磁石へ位相を90度ずらした励磁電流を流すことを特徴とする請求項1乃至8のいずれかに記載の治療装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、高エネルギーの荷電粒子線を用いた治療装置に関し、例えばがん患部に照射して治療に供する荷電粒子線を用いた治療装置に関する。

【0002】

【従来の技術】放射線による癌の治療では、加速器で加

速した高エネルギーの荷電粒子(水素、ヘリウム、炭素などのイオン)のビームを照射することが行なわれている。

【0003】図9は、従来例に係る荷電粒子線を用いた癌の治療装置の概略構成を示す図である。図9で示した治療装置は、荷電粒子線1、偏向電磁石2、レンジシフタ3、コリメータ4が配備され、治療台5に固定された患者6の患部に荷電粒子線1を照射する構成をなしている。なお、偏向電磁石2は荷電粒子を発生させる図示しない加速器から取り出した荷電粒子線(荷電粒子ビーム)の軌道を偏向させ、コリメータ4は前記荷電粒子線の軌道上に配置され、その軌道に対して垂直な平面における前記荷電粒子の範囲を規定し、レンジシフタ3は前記荷電粒子のエネルギーを減衰させて患部の照射深さを変化させる。

【0004】通常、患部の大きさは荷電粒子線1のビームの太さに比べて大きいため、患部へ一様に照射を行なうためには荷電粒子線1のビームの太さを広げるか、あるいは細いビームをビーム軸に対して垂直な方向に走査し、患部の大きさに合わせてビームを分散照射する方法が行なわれている。

【0005】ビームをビーム軸に対して垂直な方向に走査して照射する方法は、ピクセルスキャン照射法、あるいはラスタースキャン照射法とも呼ばれている。この方法では、ビーム軸に垂直な方向をX軸、ビーム軸とX軸に垂直な方向をY軸とするとき、患部の寸法に合わせて複数の照射位置を決定し、偏向電磁石2を用いてX軸方向及びY軸方向にビームを偏向させ、患部形状に合わせて細いビームを走査して照射を行なう。

【0006】また、患部の軸方向では、荷電粒子線1の照射による損傷の影響の大きい領域がプラグピークと呼ばれる荷電粒子線1の停止位置近傍の薄い領域に限られるため、上記ビーム軸に対して垂直な平面への照射を行なった後にレンジシフタ3を用いて患者6に照射されるビームエネルギーを変化させる。そして、プラグピークを軸方向に移動させて、再度X軸方向及びY軸方向にビームを偏向させ患部領域内への照射を繰り返す。

【0007】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら従来の荷電粒子線を用いた治療装置では、上述したような照射においてビーム軸方向の深さ制御を行なうためにレンジシフタ3をビーム軸内に置いて用いた場合、レンジシフタ3の構成材料による荷電粒子線1の散乱によってビームのエミッタスが増加し、患部に照射されるビームの太さが大きくなり、患部に隣接する正常組織への照射損傷が発生するという問題がある。

【0008】本発明の目的は、ビームサイズの変化を少なくし、正常組織への照射損傷の発生を防ぐ治療装置を提供することにある。

【0009】

【課題を解決するための手段】上記課題を解決し目的を達成するために、本発明の治療装置は以下の如く構成されている。

【0010】(1) 本発明の治療装置は、荷電粒子を患部に照射して治療を行なう治療装置において、前記荷電粒子を発生させる加速器から取り出した荷電粒子線の軌道を偏向させる偏向電磁石と、前記荷電粒子線の軌道上に配置され、その軌道に対して垂直な平面における前記荷電粒子の範囲を規定するコリメータと、前記荷電粒子のエネルギーを減衰させて前記患部の照射深さを変化させるレンジシフタと、を備え、前記加速器から前記患部に向かって、前記偏向電磁石、前記コリメータ、前記レンジシフタの順に配置している。

【0011】(2) 本発明の治療装置は上記(1)に記載の装置であり、かつ前記コリメータと前記レンジシフタの間にプラグピークの深さ方向の幅を拡大するリッジフィルタを配置している。

【0012】(3) 本発明の治療装置は上記(2)に記載の装置であり、かつ前記リッジフィルタ及び前記レンジシフタがビーム軌道方向に可動である。

【0013】(4) 本発明の治療装置は上記(1)乃至(3)のいずれかに記載の装置であり、かつ前記加速器の出射エネルギーを変えることにより前記荷電粒子の照射深さを調節する

(5) 本発明の治療装置は上記(2)または(3)に記載の装置であり、かつ前記加速器の出射エネルギーに変調を加えることにより前記プラグピークの深さ方向の幅を拡大する。

【0014】(6) 本発明の治療装置は上記(1)乃至(5)のいずれかに記載の装置であり、かつ前記偏向電磁石の荷電粒子偏向部に真空のビームダクトを配置し、かつ前記ビームダクトにプラスチックを用いている。

【0015】(7) 本発明の治療装置は上記(1)乃至(6)のいずれかに記載の装置であり、かつ前記偏向電磁石に対してビーム進行方向上流側に可動のビームコリメータを配置している。

【0016】(8) 本発明の治療装置は上記(1)乃至(7)のいずれかに記載の装置であり、かつボーラスを患者固定具に固定して配備可能としている。

【0017】(9) 本発明の治療装置は上記(1)乃至(8)のいずれかに記載の装置であり、かつ一対の前記偏向電磁石を配置し、前記各偏向電磁石に印加する励磁電流を正弦波とし、かつ前記各偏向電磁石へ位相を90度ずらした励磁電流を流す。

【0018】上記手段を講じた結果、それぞれ以下のような作用を奏する。

【0019】(1) 本発明の治療装置によれば、荷電粒子線に対する散乱体となるレンジシフタを患部の近傍に配置できることになり、前記荷電粒子線が前記レンジシフタで散乱され、ビームが発散しても前記レンジシフタ

と前記患部との距離を短くすることができるため、前記患部でのビームサイズを小さく維持することができる。

【0020】(2) 本発明の治療装置によれば、非常に鋭いピークを持つプラグピークの深さ方向の幅を拡大するためにリッジフィルタを用いた場合に、コリメータとレンジシフタの間に前記リッジフィルタを配備することにより、前記リッジフィルタによって荷電粒子線の散乱があつても患部と前記リッジフィルタとの距離を短くすることができるため、前記荷電粒子線のビームサイズを小さく維持することができる。

【0021】(3) 本発明の治療装置によれば、患部近傍にレンジシフタ及びリッジシフタを配置することになるが、治療台への患者の乗り降りあるいは前記治療台に乗った患者の照射位置決めの際に、前記リッジフィルタ及び前記レンジシフタをビーム軌道方向に可動とすることにより、患者あるいは治療台と前記レンジシフタとが接触しないようビーム軸方向に患者から離して照射位置決めを行なうことができ、荷電粒子線の照射の前に前記リッジフィルタ及び前記レンジシフタを患者に接近させることによって散乱体である前記レンジシフタ及び前記リッジフィルタを患部に近づけることができる。これにより、照射する荷電粒子線のビームサイズを小さく維持することができる。

【0022】(4) 本発明の治療装置によれば、レンジシフタの代わりに加速器の出射エネルギーを変えることによって荷電粒子の照射深さを調節し、荷電粒子線の散乱源となるレンジシフタとして深さ方向の照射位置の微調整を行なうための薄いレンジシフタを用意するだけよいことになる。これにより、厚いレンジシフタを用いことなく照射深さを制御することができ、かつレンジシフタによる散乱の影響を小さくし、荷電粒子線のビームサイズを小さく維持することができる。

【0023】(5) 本発明の治療装置によれば、リッジフィルタの代わりに加速器の出射エネルギーに変調を加えることにより荷電粒子のエネルギーの分散を大きくし、プラグピークの深さ方向の幅を拡大することによってビーム軌道上の散乱体となるリッジフィルタをなくすことができ、患部に照射する荷電粒子線のビームサイズを小さく維持することができる。

【0024】(6) 本発明の治療装置によれば、荷電粒子線と空気との散乱をなくすことができ、また加速器から取り出した荷電粒子を患者に照射する際に必要となるビーム取り出し窓の位置を患者に近づけることができることにより、前記ビーム取り出し窓による荷電粒子線の散乱の影響を減らすことができ、患部に照射する荷電粒子線のビームサイズを小さく維持することができる。

【0025】(7) 本発明の治療装置によれば、偏向電磁石のビーム進行方向上流に可動のビームコリメータを配置したことにより、荷電粒子線のビームサイズを前記

ビームコリメータによって調節し、患部の外周における照射を行なう荷電粒子線の照射ビームサイズを小さく維持することが可能になる。

【0026】(8) 本発明の治療装置によれば、ボーラスを用いた治療の際に、前記ボーラスと患部との距離を非常に小さくすることができ、荷電粒子線の照射ビームサイズを小さく維持することができる。

【0027】(9) 本発明の治療装置によれば、ワブラー照射法を適応でき、さらに患部の内部をワブラー照射法によって一様照射し、患部の外周のみをピクセル照射するという双方の照射法を用いることにより、患部近傍の正常組織への損傷を減らすことができる。

【0028】

【発明の実施の形態】以下、本発明の実施の形態を図面を基に説明する。

【0029】(第1の実施の形態) 図1は、本発明の第1の実施の形態に係る荷電粒子線を用いた治療装置の概略構成を示す図である。なお、図1において図9と同一な部分には同符号を付して説明を省略する。

【0030】図1に示すように本治療装置では、荷電粒子線1の進行方向にむかって、順に偏心電磁石2、コリメータ4、レンジシフタ3が配置されている。荷電粒子線を用いた本治療装置の動作としては、図示しない加速器から導かれた細い荷電粒子ビームを、偏心電磁石2により患者6のがん患部の形状に合わせた複数の照射位置に合わせて予め決められた角度で偏心させる。複数の照射位置での荷電粒子の照射中は、少なくとも1つの偏心電磁石2への励磁電流を一定とし、予め決められた照射量を照射する。また、レンジシフタ3を用いて深さ方向の照射位置を変え、照射を繰り返す。

【0031】図2は、患部への照射の例を示す図である。図2の点線は患部11の外周を示しており、Z方向は荷電粒子線1のビームの進行方向である。荷電粒子線1の照射では、照射深さ方向に非常に鋭いピークを持つブレーキピークを有するため、患部11の深さ方向には図2に示されるL_nレーザーの厚さに集中的に細胞の損傷が起こる。また、荷電粒子線1は通常患部11に比べ細いビームであるため、図2のD_nで示されるビームの大きさとなる。患部11全体に荷電粒子線1による損傷を与えるためには、L_nレーザー内で複数の照射位置に合わせて荷電粒子の照射を行なうとともに、さらに深さ方向にも複数のレーザーを照射する必要がある。L_nレーザー内の照射位置の変更には、偏心電磁石2を用いて荷電粒子軌道を変える。また、照射するレーザーを変えるためには、レンジシフタ3を用いる。

【0032】荷電粒子線を用いた治療装置における荷電粒子のビームの経路にレンジシフタ3などの散乱体がある場合は、ビームの大きさが散乱によって大きくなり、患部11内を均一に照射を行おうとした際に、患部11から外れる荷電粒子線1のビームの部分が増えて患部11

1以外の正常組織への損傷を引き起こすことになる。

【0033】しかし本治療装置では、偏心電磁石2、コリメータ4、レンジシフタ3をこの順に配置したことによって、荷電粒子ビームに対する散乱体となるレンジシフタ3を患部の近傍に配置できることになり、荷電粒子線1がレンジシフタ3で散乱され、レンジシフタ3と患部11との距離が短くなるため、散乱体から患部11までのビームの飛行距離を短くすることができる。これにより、患部11での荷電粒子線1のビームサイズを小さく維持することができ、患部11以外の正常組織への損傷を減らすことができる。

【0034】(第2の実施の形態) 図3は、本発明の第2の実施の形態に係る荷電粒子線を用いた治療装置の概略構成を示す図である。なお、図3において図1と同一な部分には同符号を付してある。

【0035】図3に示すように本治療装置では、図1に示したコリメータ4とレンジシフタ3の間に、ブレーキピークの深さ方向の幅を拡大するリッジフィルタ21を配置している。荷電粒子線1のブレーキピークは非常に鋭いため、リッジフィルタ21を用いない場合、図2に示すレーザーの厚さは非常に薄いものとなり、レンジシフタ3を用いた照射レーザーの変更回数が非常に増えてしまう。

【0036】このため、リッジフィルタ21を用いて照射レーザーの厚さを制御することで、レンジシフタ3の変更回数を減らすことができる。しかしながら、リッジフィルタ21は断面が階段状あるいは三角形の形状をなすアルミニウムで作成されており、荷電粒子線1がリッジフィルタ21を通過した場合、散乱によって荷電粒子線1のビームの太さが大きくなる。

【0037】本治療装置では、リッジフィルタ21をコリメータ4とレンジシフタ3の間に配置したことにより、リッジフィルタ21と患部11との距離を小さくすることができ、散乱体から患部11までのビームの飛行距離を短くすることができる。これにより、患部11での荷電粒子線1のビームサイズを小さく維持することができ、患部11以外の正常組織への損傷を減らすことができる。

【0038】(第3の実施の形態) 本発明の第3の実施の形態に係る荷電粒子線を用いた治療装置の概略構成は、図3に示したものと同一であり、さらにリッジフィルタ21及びレンジシフタ3がビーム軌道方向に可動である。

【0039】第1及び第2の実施の形態に示した構成の荷電粒子線を用いた治療装置では、患部近傍にレンジシフタ3やリッジフィルタ21を配置することになる。そこで本治療装置では、リッジフィルタ21及びレンジシフタ3をビーム軌道方向に可動とすることにより、治療台5への患者6の乗り降り、あるいは治療台5に乗った患者6への照射位置決めの際に、患者6あるいは治療台

5とレンジシフタ3とが接触しないようビーム軸方向に患者6から離し、照射位置決めを行なうことができる。

【0040】そして、荷電粒子線1の照射の前にリッジフィルタ21及びレンジシフタ3を患者6に接近させることにより、散乱体であるレンジシフタ3及びリッジフィルタ21を患部に近づけることができ、患部への照射の際に荷電粒子線1のビームサイズを小さく維持することが可能になる。

【0041】(第4の実施の形態)図4は、本発明の第4の実施の形態に係る荷電粒子線を用いた治療装置における図示しない加速器のビームエネルギーの変化とビームの取りだし時間の一例を示した図である。

【0042】図4に示すように、加速器におけるビームの出射エネルギーを変化させることにより荷電粒子の照射深さを調節することで、荷電粒子線1の散乱源となるレンジシフタ3として、深さ方向の照射位置を微調整するための薄いレンジシフタ3を用意するだけよいことになる。

【0043】これにより、厚いレンジシフタ3を用いることなく照射深さを制御することができ、かつレンジシフタ3による散乱の影響を小さくし、荷電粒子線1のビームサイズを小さく維持することが可能になる。

【0044】(第5の実施の形態)図5は、本発明の第5の実施の形態に係る荷電粒子線を用いた治療装置における図示しない加速器としてのシンクロトロンのビームエネルギーの変調動作とビームの取りだし時間の一例を示した図である。

【0045】シンクロトロンにおけるビームの出射エネルギーの変調は、シンクロトロンの変更電磁石への励磁エネルギーとキャビティの共進周波数とを連動させて行なう。荷電粒子線1のプラグピークを広げるためには、照射ビームのエネルギーに変調を加えることが必要である。

【0046】リッジフィルタ21を用いた場合には、リッジフィルタ21の構成材料と散乱によってビームの太さは増加する。そこで、図2に示す各照射点に照射するビームのエネルギーに対して図5に示すように一例として鏡状に変調を加えることにより荷電粒子のエネルギーの分散を大きくし、プラグピークの深さ方向の幅を拡大する。これにより、ビーム軌道上の散乱体となるリッジフィルタ21を無くすことができ、かつ患部に照射する荷電粒子線1のビームサイズを小さく維持することが可能になる。

【0047】(第6の実施の形態)図6は、本発明の第6の実施の形態に係る荷電粒子線を用いた治療装置の概略構成を示す図である。なお、図6において図1と同一部分には同符号を付してある。

【0048】図6に示すように本治療装置では、偏向電磁石2の荷電粒子偏向部に真空のビームダクト22とプラスチックからなるビームダクト23とを配置してい

る。偏向電磁石2の荷電粒子偏向部に真空のビームダクト22を配置し、かつプラスチックのビームダクト23を使用したことにより、荷電粒子線1が飛行する間に空気との散乱をなくすことができる。

【0049】また、図示しない加速器から取り出した荷電粒子を患者6に照射する際に必要となるビーム取り出し窓24の位置を患者6に近づけることができることにより、ビーム取り出し窓24による荷電粒子線1の散乱の影響を減らすことができ、患部に照射する荷電粒子線1のビームサイズを小さく維持することが可能になる。

【0050】(第7の実施の形態)図7は、本発明の第7の実施の形態に係る荷電粒子線を用いた治療装置の概略構成を示す図である。なお、図7において図1と同一部分には同符号を付してある。

【0051】図7に示すように本治療装置では、偏向電磁石2のビーム進行方向上流に、可動のビームコリメータ31と収束電磁石32とを新たに配置している。偏向電磁石2のビーム進行方向上流に可動のビームコリメータ31を配置したことにより、荷電粒子線1のビームサイズをビームコリメータ31により調節し、患部への荷電粒子線1の照射、特に患部の外周への照射における荷電粒子線1の照射ビームサイズを小さく維持することが可能になる。

【0052】さらに、図7に示すようにビームコリメータ31と偏向電磁石2の間に収束電磁石32を配置することにより、ビームコリメータ31から発散するビームを収束電磁石32を用いて患部の照射位置に絞ることができ、患部への荷電粒子線1の照射、特に患部の外周への照射における荷電粒子線1の照射ビームサイズを小さく維持することが可能となる。

【0053】(第8の実施の形態)図8は、本発明の第8の実施の形態に係る荷電粒子線を用いた治療装置の概略構成を示す図である。なお、図8において図1と同一部分には同符号を付してある。

【0054】図8に示すように本治療装置では、ボーラス33と呼ばれる患者毎に異なる形状をなす患者コリメータを患者固定具34に固定して配備している。ボーラス33を患者固定具34に固定して配備できることにより、ボーラス33を用いた治療の際に、ボーラス33と患部との距離を非常に小さくすることができ、荷電粒子線1の照射ビームサイズを小さく維持することが可能になる。

【0055】(第9の実施の形態)本発明の第9の実施の形態に係る荷電粒子線を用いた治療装置は、図1に示した治療装置において、一対の偏向電磁石2を配置し、各偏向電磁石2に印加する励磁電流を正弦波とし、かつ各偏向電磁石2へ位相を90度ずらした励磁電流を流す。

【0056】これにより、第1の実施の形態に示した照射装置の構成であってもワブラー照射法を適応でき、さ

らに患部の内部をワブラー照射法によって一様に照射し、かつ患部の外周のみをピクセル照射するという双方の照射法を用いることにより、患部近傍の正常組織への損傷を減らすことができる。

【0057】なお、本発明は上記各実施の形態のみに限定されず、要旨を変更しない範囲で適時変形して実施できる。

【0058】

【発明の効果】本発明の治療装置によれば、ビーム軸方向の深さ制御を行なうためにレンジシフタを用いた場合に、このレンジシフタによる散乱によってビームのエミッタスが増加し、患部に照射されるビームの太さが大きくなり、患部に隣接する正常組織への照射損傷が発生する、という問題を解消できる。

【0059】すなわち、ピクセルスキャンあるいはラスター・スキャン照射法を用いた深さ方向の照射制御を行なった場合でも、従来に比べビームサイズの変化を少なくし、正常組織への過度の照射損傷を防止することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施の形態に係る荷電粒子線を用いた治療装置の概略構成を示す図。

【図2】本発明の第1の実施の形態に係る患部への照射の例を示す図。

【図3】本発明の第2、第3の実施の形態に係る荷電粒子線を用いた治療装置の概略構成を示す図。

【図4】本発明の第4の実施の形態に係る荷電粒子線を用いた治療装置における加速器のビームエネルギーの変化とビームの取りだし時間の一例を示す図。

【図5】本発明の第5の実施の形態に係る荷電粒子線を用いた治療装置における加速器としてのシンクロトロンのビームエネルギーの変調動作とビームの取りだし時間の一例を示した図。

【図6】本発明の第6の実施の形態に係る荷電粒子線を用いた治療装置の概略構成を示す図。

【図7】本発明の第7の実施の形態に係る荷電粒子線を用いた治療装置の概略構成を示す図。

【図8】本発明の第8の実施の形態に係る荷電粒子線を用いた治療装置の概略構成を示す図。

【図9】従来例に係る荷電粒子線を用いた癌の治療装置の概略構成を示す図。

【符号の説明】

1…荷電粒子線

2…偏向電磁石

3…レンジシフタ

4…コリメータ

5…治療台

6…患者

1 1…患部

2 1…リッジフィルタ

2 2…ビームダクト

2 3…プラスチックのビームダクト

2 4…ビーム取り出し窓

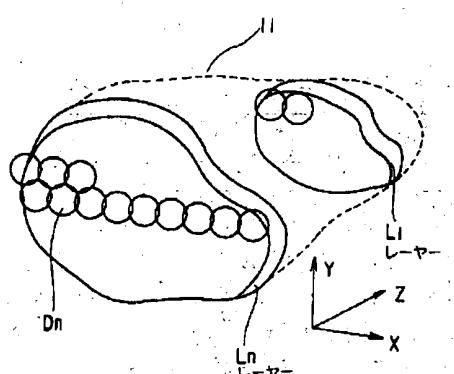
3 1…ビームコリメータ

3 2…収束電磁石

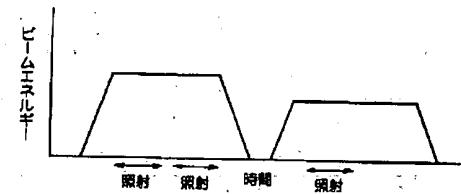
3 3…ボーラス

3 4…患者固定具

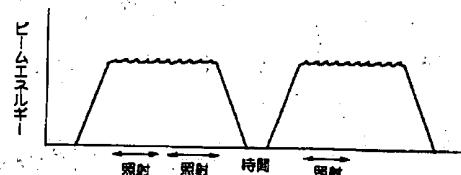
【図2】



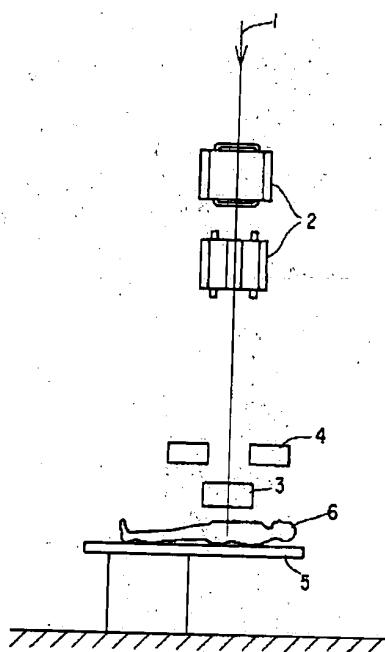
【図4】



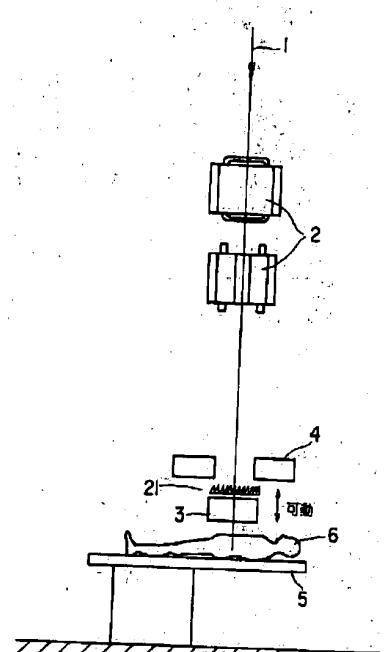
【図5】



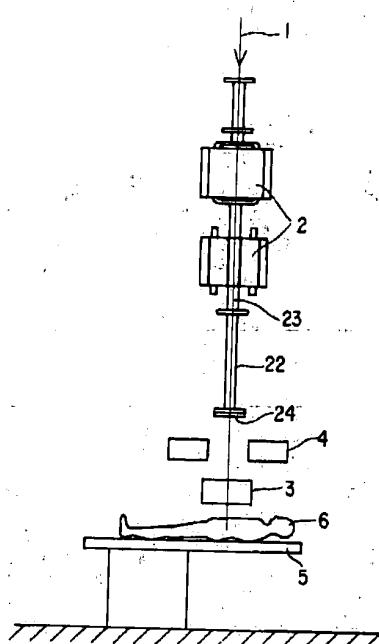
【図1】



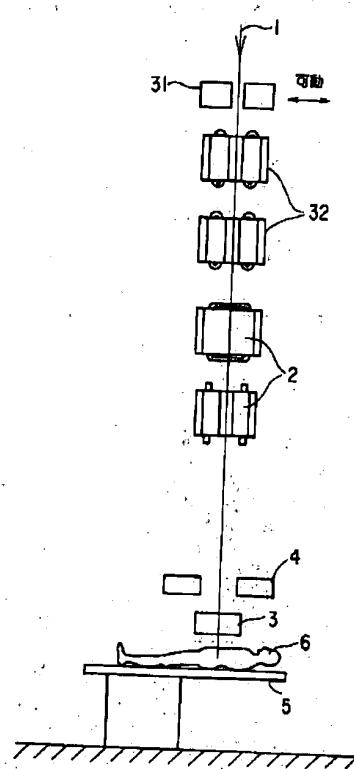
【図3】



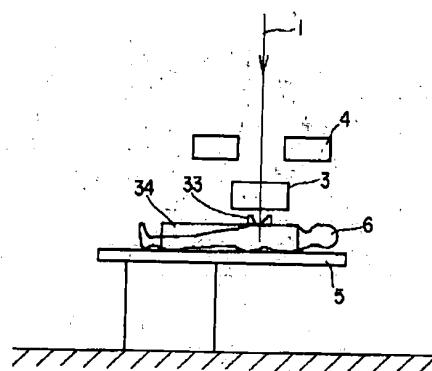
【図6】



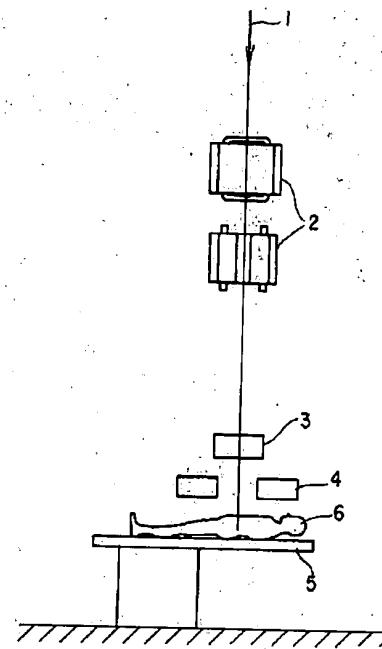
【図7】



【図8】



【図9】



フロントページの続き

(72)発明者 佐藤 耕輔
東京都港区芝浦一丁目1番1号 株式会社
東芝本社事務所内

(72) 発明者 塙 勝詞
東京都府中市東芝町1番地 株式会社東芝
府中工場内
Fターム(参考) 2G085 AA13 CA06 CA13 CA16 DA10
EA07
4C082 AA01 AC04 AE01 AG12 AG21
AG26 AN05